

10/501567
PCT/EP 03/00136
BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



REC'D 15 APR 2003

WIPO

PCT

EPO-DG 1

08.04.2003



**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung
einer Patentanmeldung**

PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

Aktenzeichen:

102 06 663.9

Anmeldetag:

15. Februar 2002

Anmelder/Inhaber:

Katana Technologies GmbH, Kleinmachnow/DE

Bezeichnung:

Vorrichtung und Verfahren für refraktive Laserchirurgie

Priorität:

10.01.2002 DE 102 00 763.2

IPC:

A 61 F 9/008

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 14. Januar 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

Wenner

BOEHMERT & BOEHMERT

ANWALTSSOZIELTÄT

Boehmert & Boehmert • Meinekestraße 26 • D-10719 Berlin

Deutsches Patent- und Markenamt
Zweibrückenstr. 12

80297 München

DR.-ING. KARL BOEHMERT, PA (1899-1973)
DIPLO.-ING. ALBERT BOEHMERT, PA (1903-1993)
WILHELM J. H. STAHLBERG, RA, Bremen
DR.-ING. WALTER HOORMANN, PA*, Bremen
DIPLO.-PHYS. DR. HENZ GODDAR, PA*, München
DR.-ING. ROLAND LIESEGANG, PA*, München
WOLF-DIETER KUNTZE, RA, Bremen, Alicante
DIPLO.-PHYS. ROBERT MÖNZHUBER, PA (1933-1992)
DR. LUDWIG KOUKER, RA, Bremen
DR. (CHEM.) ANDREAS WINKLER, PA*, Bremen
MICHAELA HUTH-DIERIG, RA, München
DIPLO.-PHYS. DR. MARION TONHARDT, PA*, Düsseldorf
DR. ANDREAS EBERT-WEIDENFELDER, RA, Bremen
DIPLO.-ING. EVA LIESEGANG, PA*, München
DR. AXEL NORDEMANN, RA, Berlin
DIPLO.-PHYS. DR. DOROTHEE WEBER-BRULS, PA*, Frankfurt
DIPLO.-PHYS. DR. STEFAN SCHÖRE, PA*, München
DR.-ING. MATTHIAS PHILIPP, PA*, Düsseldorf
DR. MARTIN WITZ, RA, Düsseldorf
DR. DETMAR SCHÄFER, RA, Bremen
DR. JAN BERND NORDEMANN, LL.M., RA, Berlin
DR. CHRISTIAN CZYCHOWSKI, RA, Berlin
DR. CARL RICHARD HAARBAUM, RA, München
DIPLO.-PHYS. CHRISTIAN W. APPELT, PA*, München

PROF. DR. WILHELM NORDEMANN, RA, BSB
DIPLO.-PHYS. EDUARD BAUMANN, PA*, Hohenkirchen
DR.-ING. GERALD KLOPPSCH, PA*, Düsseldorf
DIPLO.-ING. HANS W. GROENING, PA*, München
DIPLO.-ING. SEGFRIED SCHUMER, PA*, Bielefeld
DIPLO.-PHYS. LORENZ HANSENWINKEL, PA*, Potsdam
DIPLO.-ING. ANTON FREIHERR RIEDERER V. PAAR, PA*, Landshut
DIPLO.-ING. DR. JAN TONNIES, PA, RA, Kiel
DIPLO.-PHYS. CHRISTIAN BIEHL, PA*, Kiel
DIPLO.-PHYS. DR.-ING. UWE MANASSE, PA*, Bremen
DIPLO.-PHYS. DR. THOMAS L. BITTNER, PA*, Berlin
DR. VOLKER SCHMITZ, M. Juris (Ochsenfurt), RA, München
DR. ANKE NORDEMANN-SCHIFFEL, RA*, Potsdam
KERSTIN MAUCH, LL.M., RA, Potsdam
DIPLO.-BIOL. DR. JAN B. KRAUSS, PA, München
JÜRGEN ALBRECHT, RA, München
DR. KLAUS TIM BRÖCKER, RA, Berlin
DR. ANDREAS DUSTMANN, LL.M., RA, Potsdam
DIPLO.-ING. NILS T. F. SCHMID, PA*, München
FLORIAN SCHWAB, LL.M., RA*, München
DIPLO.-BIOCHEM. DR. MARKUS ENGELHARD, PA, München
DIPLO.-CHEM. DR. KARL-HEINZ B. METTEN, PA*, Frankfurt
DIPLO.-ING. DR. STEFAN TARUTIS, PA, Düsseldorf
PASCAL DECKER, RA, Potsdam

In Zusammenarbeit mit/in cooperation with
DIPLO.-CHEM. DR. HANS ULRICH MAY, PA*, München

PA - Patentanwalt/Patent Attorney
RA - Rechtsanwalt/Attorney at Law
* - European Patent Attorney
A - Brandenburg, zugelassen am OLG Brandenburg
o - Maître en Droit
• - Licenciat en Droit
Alle zugelassen zur Vertretung vor dem Europäischen Markenamt, Alicante
Professional Representatives at the Community Trademark Office, Alicante

Ihr Zeichen
Your ref.

Ihr Schreiben
Your letter of

Unser Zeichen
Our ref.

Berlin,

Neuanmeldung
(Patent)

K60053

14. Februar 2002

Katana Technologies GmbH
Albert-Einstein-Ring 7
14532 Kleinmachnow

5

Vorrichtung und Verfahren für refraktive Laserchirurgie

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung und ein Verfahren für refraktive Laserchirurgie an einem Zielobjekt.

- 10 Die refraktive Laserchirurgie wird genutzt, um die Fehlsichtigkeit des menschlichen Auges zu korrigieren. Die Fehlsichtigkeit gehört zu den „Hauptleiden“ der Menschheit. In den entwickelten Industrienationen hat sich in der Ophthalmologie die Fehlsichtigkeitskorrektur zu einem wichtigen medizinischen Bereich entwickelt. Neben den klassischen Formen der Korrektur, wie Brille, Kontaktlinsen oder Implantation einer neuen Augenlinse, hat sich in den letzten Jahren die Korrektur durch kontrolliertes Abtragen (Ablation) auf der Corneaoberfläche
- 15

- 35.618 -

Meinekestraße 26 • D-10719 Berlin • Telefon +49-30-31505150 • Telefax +49-30-31505151

MÜNCHEN - BREMEN - BERLIN - DÜSSELDORF - FRANKFURT - BIELEFELD - POTSDAM - BRANDENBURG - KIEL - PADERBORN - LANDSHUT - HOHENKIRCHEN - ALICANTE

<http://www.boehmert.de>

e-mail: postmaster@boehmert.de

che mit Hilfe von Lasern immer mehr durchgesetzt. Als Laser werden hauptsächlich Excimer-Laser genutzt. Die verwandten Techniken umfassen die PRK („PhotoRefractive Keratectomy“), LASIK (Laser-In-situ-Keratomileusis) und LASEK (Laser Epithelial Keratomileusis). Hierbei wird die Oberflächenform und auf diese Weise die Brennweite der Cornea verändert.

- 5 Als Verfahren werden sowohl sogenannte Breitstrahl-Abtragsverfahren als auch scannende Abtragsverfahren eingesetzt. Beim scannenden Verfahren wird eine Scanner-Einrichtung verwendet, um den zur Behandlung genutzten Laserstrahl über den Bereich des Auges zu bewegen, in dem die Behandlung ausgeführt werden soll.

- Das LASIK-Verfahren ist gegenwärtig das am häufigsten angewendete Laserverfahren zur Korrektur der Fehlsichtigkeit. Die LASIK ist eine Kombination einer operativen Schnittechnik (Keratomileusis) mit der PRK. Bei der LASIK wird zunächst eine Hornhautscheibe des Auges („Flap“) geschnitten und anschließend vergleichbar einem „Buchdeckel“ weggeklappt. Danach kann mit Hilfe von ultravioletter Laserstrahlung (UV-Laserstrahlung) Gewebe der Cornea abgetragen werden, um die Fehlsichtigkeit zu korrigieren. Abschließend wird die
- 15 Hornhautscheibe wieder zurückgeklappt. Die Schnittechnik, verbunden mit der Genauigkeit des Lasers ermöglicht eine gute Vorhersagbarkeit des Behandlungsergebnisses, auch bei hohen Korrekturen, und eine schnelle Rehabilitation.

In der Druckschrift US 5,984,916 wurde die Nutzung von Laserstrahlung mit Impulsen, die sehr kurze Impulsdauern im Bereich von Femtosekunden (fs) aufweisen, zum Schneiden der Hornhautscheibe vorgeschlagen. Darüber hinaus sind Verfahren zur sogenannten intrastromalen refraktiven Chirurgie mit Hilfe ultrakurzer Impulse entwickelt wurden (Der Ophthalmologe: 98 (2001) 623).

- Die Nutzung von fs-Impulsen zum Schneiden der Hornhaut einerseits und von UV-Laserstrahlung zum Abtragen der Oberfläche der Cornea andererseits ist für den Anwender
- 25 dieser Behandlungsmethode schwierig zu handhaben, da zwei sehr unterschiedliche Lasersysteme in den Prozeß der Behandlung des Auges eingebunden werden müssen. Beide Lasersysteme müssen so ausgestattet sein, daß die über das Auge scannende Laserstrahlung keine

ungewollte Beschädigung des Auges verursacht. Dieses erfordert einen hohen gerätetechnischen Aufwand.

Aufgabe der Erfindung ist es, eine verbesserte Vorrichtung und ein verbessertes Verfahren für refraktive Laserchirurgie zu schaffen, welche für den Anwender dieser Behandlungsmethode zur Fehlsichtigkeitskorrektur einfacher handhabbar sind und den Sicherheitsstandard beim Ausführen des chirurgischen Eingriffs verbessern.

Die Aufgabe wird erfindungsgemäß durch eine Vorrichtung gemäß dem unabhängigen Anspruch 1 und ein Verfahren gemäß dem unabhängigen Anspruch 14 gelöst.

Ein wesentlicher Vorteil, welcher mit der Erfindung gegenüber dem Stand der Technik erreicht ist, besteht darin, daß keine getrennten Scanner-Vorrichtungen zum Applizieren der Laserstrahlung mit fs-Impulsen und der UV-Laserstrahlung benötigt werden. Auf diese Weise ergeben sich Material- und Kosteneinsparungen. Die neue Vorrichtung für refraktive Laserchirurgie weist darüber hinaus eine kompakte Bauweise auf und benötigt deshalb weniger Platz in den Behandlungsräumen. Bei dem Schneiden der Hornhaut und dem anschließenden Abtragen der Oberfläche der Cornea muß das zu korrigierende Auge nur bezüglich einer Scanner-Einrichtung positioniert werden. Zwischen den Verfahrensschritten zum Anwenden der Laserstrahlung mit fs-Impulsen und der UV-Laserstrahlung muß die Scanner-Einrichtung nicht gewechselt werden, so daß die relative Position des zu behandelnden Auges zu der Scanner-Einrichtung erhalten bleibt.

Es besteht weiterhin der Vorteil, daß das Vorsehen ein und derselben Scanner-Einrichtung für die Laserstrahlung mit fs-Impulsen und die UV-Laserstrahlung während der Fehlsichtigkeitskorrektur am Auge das Überwachen von Sicherheitsstandards nur an der einen gemeinsamen Scanner-Einrichtung notwendig macht. Der Aufwand zur Gewährleistung der Sicherheitsanforderungen wird auf diese Weise vermindert.

Eine zweckmäßige Weiterbildung der Erfindung sieht vor, daß sich ein optischer Weg der Laserstrahlung mit fs-Impulsen von dem einen optischen Ausgang zu der gemeinsamen Scan-

ner-Einrichtung und ein anderer optischer Weg der UV-Laserstrahlung von dem anderen optischen Ausgang zu der gemeinsamen Scanner-Einrichtung zumindest teilweise überlappen, so daß ein gemeinsamer optischer Teilweg gebildet ist. Hierdurch ist es nicht notwendig, daß Sicherheitsvorkehrungen, wie beispielsweise ein Schalter zum Blockieren der Laserstrahlung, 5 sowohl für die Laserstrahlung mit fs-Impulsen als auch für die UV-Laserstrahlung vorzusehen. Es reicht aus, die Sicherheitsvorkehrungen im Bereich des gemeinsamen optischen Teilwegs zu treffen.

Zum Ausbilden des gemeinsamen optischen Teilwegs ist bei einer vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung ein optisches Bauelement zum Einkoppeln der Laserstrahlung mit fs-Impulsen aus dem einen optischen Ausgang und/oder der UV-Laserstrahlung aus dem anderen optischen Ausgang in den gemeinsamen Teilweg vorgesehen. Bei dem optischen Bauelement kann es sich beispielsweise um einen geteilten Spiegel, einen dichroitischen Spiegel, ein Prisma oder ein diffraktiv-optisches Element handeln.

Eine mit wenig Aufwand ausführbare Möglichkeit zur Gewährleistung von Sicherheitsanforderungen, insbesondere hinsichtlich des Blockierens der Laserstrahlung im Fall von Gefahrenmomenten beim Ausführen der Fehlsichtigkeitskorrektur, ist bei einer bevorzugten Weiterbildung der Erfindung dadurch erreicht, daß Sicherheitsmittel im Bereich des optischen Teilwegs angeordnet sind, so daß mit Hilfe der Sicherheitsmittel eine Beeinflussung der Laserstrahlung mit fs-Impulsen und der UV-Strahlung ausführbar ist. 15

Der gerätetechnische Aufwand bei der Herstellung der Vorrichtung für refraktive Laserchirurgie ist bei einer zweckmäßigen Fortbildung der Erfindung dadurch vermindert, daß die Scanner-Einrichtung ein optisches Umlenkmittel zum Umlenken der Laserstrahlung mit fs-Impulsen und der UV-Laserstrahlung aufweist. Als optisches Umlenkmittel kann beispielsweise ein Spiegel genutzt werden, dessen Oberfläche beschichtet ist, so daß die Wellenlänge 20 der Laserstrahlung mit fs-Impulsen und die Wellenlänge der UV-Laserstrahlung reflektiert werden. 25

Eine gemeinsame Beeinflussung der Ausbreitung der Laserstrahlung mit fs-Impulsen und der UV-Laserstrahlung mit Hilfe gemeinsamer optischer Bauelemente, beispielsweise zur Gewährleistung von Sicherheitsstandards, wird bei einer zweckmäßigen Ausgestaltung der Erfindung dadurch erreicht, daß die eine Laserstrahlungsquelle und die andere Laserstrahlungsquelle in eine Laserstrahlungseinrichtung mit einem optischen Ausgang integriert sind, wobei durch den optischen Ausgang der Laserstrahlungseinrichtung die Laserstrahlung mit fs-Impulsen und die UV-Laserstrahlung ausgegeben werden.

Eine kompakte und kostengünstige Vorrichtung für refraktive Laserchirurgie ist bei einer vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung dadurch geschaffen, daß eine gemeinsame Pumpquelle zum optischen Pumpen der einen Laserstrahlungsquelle und der anderen Laserstrahlungsquelle vorgesehen ist.

Eine bevorzugte Ausführungsform der Erfindung kann einen kaskadierten Summenfrequenzmischer zum Erzeugen der UV-Laserstrahlung vorsehen. Auf diese Weise kann Laserstrahlung aus dem nahen Infrarotbereich in UV-Strahlung umgewandelt werden, was den Vorteil hat, daß die Nachteile der Excimer-Laser, wie schlechtes Strahlprofil und giftige Verbrauchsmaterialien, vermieden werden.

Vorteilhaft sieht eine Weiterbildung der Erfindung vor, daß der kaskadierte Summenfrequenzmischer ein Frequenzvervierfacher ist, beispielsweise der Art $(\omega + \omega \rightarrow 2\omega; 2\omega + 2\omega \rightarrow 4\omega)$ oder $(\omega + \omega \rightarrow 2\omega; \omega + 2\omega \rightarrow 3\omega; 3\omega + \omega \rightarrow 4\omega)$. Hierdurch können Wellenlängen ≥ 205 nm erzeugt werden, die allerdings oberhalb der bisher klinisch zugelassenen Wellenlänge von 193 nm liegen. Bei einer Frequenzvervierfachung in drei Schritten sind auch UV-Wellenlängen deutlich unterhalb von 200 nm möglich.

Es kann vorgesehen sein, daß die andere Laserstrahlungsquelle ein Excimer-Laser ist.

Um eine optimale Laserbehandlung auch zu gewährleisten, wenn sich das Zielobjekt, beispielsweise das Auge, bewegt, sieht eine vorteilhafte Ausgestaltung der Erfindung eine Verfolgeeinrichtung zum Verfolgen einer Bewegung des Zielobjekts vor, wobei die Verfolgeein-

richtung mit der Scanner-Einrichtung gekoppelt ist, so daß das Scannen des Zielobjekts mit der Laserstrahlung in Abhängigkeit von Meßergebnissen der Verfolgeeinrichtung ausgeführt werden kann.

5 Die eine Laserstrahlungsquelle ist bei einer bevorzugten Ausgestaltung der Erfindung ein Faserlaser-Verstärkersystem mit Impulsenergien im Bereich von bis zu einigen μJ und Impulsfolgefrequenzen im Bereich von bis zu 1 MHz. Die hohen Folgefrequenzen haben den Vorteil, daß die Bearbeitungsdauer beim Anwenden der Laserstrahlung verkürzt ist.

10 Die in den vorhergehenden Abschnitten beschriebenen Vorteile der Vorrichtung und ihrer Weiterbildungen entfalten insbesondere bei einer Verwendung der Vorrichtung zum Ausführen eines LASIK-Verfahrens am Auge („LASIK“-Laser-In-situ-Keratomileusis) vorteilhafte Wirkungen, da sowohl das Schneiden einer Hornhautscheibe als auch das Abtragen der Cornea mit Hilfe derselben Vorrichtung ausgeführt werden können.

Die abhängigen Verfahrensansprüche weisen die in Verbindung mit den zugehörigen Vorrichtungsansprüchen genannten Vorteile entsprechend auf.

15 Die Erfindung wird im folgenden anhand eines Ausführungsbeispiels unter Bezugnahme auf Figur 1 näher erläutert.

20 Gemäß Figur 1 umfaßt eine Vorrichtung für refraktive Laserchirurgie ein Lasergerät 1, einen Pumplaser 2 zum optischen Pumpen einer Laserstrahlungsquelle 3 zum Erzeugen von Laserstrahlung mit fs-Impulsen und einer anderen Laserstrahlungsquelle 4 für UV-Laserstrahlung. Als Pumplaser 2 werden vorzugsweise diodengepumpte Festkörper-Laser benutzt, die Licht mit einer Wellenlänge im nahen Infrarotbereich erzeugen, beispielsweise 1064 nm oder 1054 nm. Durch anschließende Frequenzverdopplung entsteht eine Pump-Strahlung im grünen Spektralbereich.

25 Mit Hilfe des Pumplasers 2 werden die eine Laserstrahlungsquelle 3 und die andere Laserstrahlungsquelle 4 angeregt, die beide beispielsweise als ein Ti:Sa-Laser ausgebildet sind.

- Eine Frequenzkonversion des Ti:Sa-Lasers ermöglicht die Erschließung eines Bereiches unterhalb von 210 nm mittels der Verdopplung des frequenzverschobenen Ti:Sa-Lasers bei 840 nm bzw. mittels sequentieller Summenfrequenzmischung von 795 nm (Verstärkungsmaximum) zu Strahlung unterhalb von 200 nm. Gleichzeitig bietet das aktive Lasermaterial
- 5 Ti:Saphir aufgrund seiner hohen Bandbreite die Möglichkeit sehr kurze Impulse, beispielsweise fs-Impulse zu erzeugen und zu verstärken.

In der anderen Lichtquelle 4 wird zum Erzeugen der UV-Laserstrahlung das Ausgangslicht einer Ursprungsstrahlungsquelle 5 mit Hilfe eines kaskadierten Summenfrequenzmischers 6 frequenzvervielfacht. Mit Hilfe des kaskadierten Summenfrequenzmischers 6 kann beispielsweise eine Frequenzvervierfachung ausgeführt werden: (1) $\omega + \omega \rightarrow 2\omega$; $2\omega + 2\omega \rightarrow 4\omega$, oder (2) $\omega + \omega \rightarrow 2\omega$; $\omega + 2\omega \rightarrow 3\omega$; $3\omega + \omega \rightarrow 4\omega$. Auf diese Weise ist es möglich, ausgehend von der Ursprungsstrahlungsquelle 5, die Licht im nahen Infrarot-Bereich zur Verfügung stellt, UV-Laserstrahlung mit Wellenlängen im Bereich oberhalb und unterhalb von 200 nm zu erzeugen.

- 15 Alternativ kann als Strahlungsquelle für die UV-Laserstrahlung ein Excimer-Laser genutzt werden. Diese Art von Lasern wird wegen der guten Verfügbarkeit gegenwärtig in der Ophthalmologie zur Fehlsichtigkeitskorrektur fast ausschließlich eingesetzt, beispielsweise als ArF:Excimer-Laser. Excimer-Laser weisen im Vergleich zu Ti:Sa-Lasern allerdings eine relativ schlechte Strahlqualität auf und benötigen zum Betrieb ein giftiges/ätzendes Gas (Fluor) als Verbrauchsmaterial, was Risiken bei der Gaserzeugung und der Bevorratung des Gases in den Behandlungsräumen bedingt.

- Die Laserstrahlung mit fs-Impulsen verläßt die eine Laserstrahlungsquelle 3 durch einen optischen Ausgang 7 und wird mit Hilfe eines optischen Umlenkbauteils 8, beispielsweise einem Spiegel oder einem Prisma, umgelenkt. Die UV-Laserstrahlung verläßt die andere Laser-
- 25 strahlungsquelle 4 durch einen optischen Ausgang 9. Mit Hilfe eines optischen Bauelements 10 werden die Laserstrahlung mit fs-Impulsen und die UV-Laserstrahlung in einen gemeinsamen optischen Weg 11 eingekoppelt. Bei dem optischen Bauelement 10 kann es sich beispielsweise um einen geteilten Spiegel, einen dichroitischen Spiegel, ein Prisma oder einge-

eignetes diffraktiv-optisches Element handeln. Die Laserstrahlung mit fs-Impulsen und die UV-Laserstrahlung verlassen das Lasergerät 1 durch einen Lasergerät-Ausgang 30. Mit Hilfe einer Übertragungsoptik 12 werden die Laserstrahlung mit fs-Impulsen und die UV-Laserstrahlung zu einem Scanner 13 übertragen, welcher genutzt wird, um die Laserstrahlung auf ein Zielobjekt 14 zu koppeln. Zum Umlenken der Laserstrahlung, sowohl der Laserstrahlung mit fs-Impulsen als auch der UV-Laserstrahlung, auf das Zielobjekt 14 sind Umlenkmittel 40 des Scanners 13 in geeigneter Weise gestaltet, beispielsweise mittels einer Oberflächenbeschichtung, so daß Laserstrahlung mit verschiedenen Wellenlänge umgelenkt werden kann. Nach dem Umlenken gelangt die Laserstrahlung durch eine Fokussiereinrichtung 15 zum Fokussieren der Laserstrahlung auf das Zielobjekt 14.

Eine Verfolgungseinrichtung 16 („Tracking“-Einrichtung) ist vorgesehen, um beim Scannen des Zielobjekts 14 mit der Laserstrahlung Bewegungen des Zielobjekts 14 zu berücksichtigen. Es ist hierdurch möglich, beim Scannen des Zielobjekts 14 unmittelbar auf Bewegungen des Zielobjekts 14 zu reagieren, so daß die Laserstrahlung mit großer Präzision auf der Oberfläche des Zielobjekts 14 positioniert werden kann.

Mit Hilfe eines Beobachtungssystems 17 können die einzelnen Behandlungsschritte der refraktiven Laserchirurgie auf dem Zielobjekt 14 beobachtet werden.

Zum Betreiben des Lasergeräts 1 sind gemäß Figur 1 weiterhin eine Kühlvorrichtung 18, insbesondere zum Kühlen des Pumplasers 2, eine Stromversorgung 19 sowie eine Steuervorrichtung 20 vorgesehen. Die Steuervorrichtung 20 ist mit einer Bedieneinheit 21 verbunden, so daß ein Nutzer mit Hilfe der Bedieneinheit 21 das Lasergerät 1 steuern kann. Die Steuereinrichtung 20 ist darüber hinaus über eine Leitung 23 mit der Scannereinrichtung 13 verbunden.

In dem gemeinsamen optischen Weg 11 ist ein Sicherheitsbauteil 22 zum Durchlassen und Blockieren der Laserstrahlung mit fs-Impulsen und der UV-Laserstrahlung vorgesehen. Mittels des Öffnen und Schließens des Sicherheitsbauteils 22 werden sowohl die Laserstrahlung mit fs-Impulsen als auch die UV-Laserstrahlung für die Behandlung des Zielobjekts 14 zu der

Scanner-Einrichtung 13 durchgelassen oder blockiert. Auf diese Weise ist lediglich die Überwachung des Sicherheitsbauteils 22 notwendig, um in einem Gefahrenmoment sämtliches auf das Zielobjekt einfallende Therapie-Laserstrahlung zu blockieren. Das Sicherheitsbauteil 22 kann an einem beliebigen Ort entlang des gemeinsamen optischen Teilwegs 11
5 angeordnet sein, um die beschriebene Funktion zu erfüllen, beispielsweise unmittelbar an dem Lasergerät-Ausgang 30 oder vor der Scanner-Einrichtung 13.

Mit Hilfe der beschriebenen Vorrichtung ist eine refraktive Laserchirurgie ausführbar, bei der mit Hilfe der Laserstrahlung mit fs-Impulsen eine Hornhautscheibe des Auges („Flap“) geschnitten wird. Die Hornhautscheibe kann dann zur Seite geklappt werden, um mit Hilfe der UV-Laserstrahlung die Fehlsichtigkeitskorrektur an der Cornea vorzunehmen. Die Verwendung von Ti:Sa-Lasern hat hierbei den Vorteil, daß das aktive Lasermaterial Ti:Saphir sehr hohe Folgefrequenzen für die verstärkte Laserstrahlung (≥ 1 kHz) ermöglicht. Dieses führt seinerseits dazu, daß die Zeit für das Schneiden der Hornhautscheibe und die anschließende Ablation der Cornea für die refraktive Korrektur des Auges mittels der UV-Laserstrahlung
15 wegen der hohen Folgefrequenzen vermindert werden kann. Hierbei ermöglichen Ti:Sa-Laser Impulsfrequenzen bis in den Bereich von einigen 100 kHz. Der Vorteil der Zeiteinsparung besteht unabhängig vom Lasermedium jedoch auch bei anderen Laserstrahlungsquellen mit hohen Folgefrequenzen.

Die in der vorstehenden Beschreibung, der Zeichnung und den Ansprüchen offenbarten Merkmale der Erfindung können sowohl einzeln als auch in beliebiger Kombination für die Verwirklichung der Erfindung in ihren verschiedenen Ausführungsformen von Bedeutung sein.

BOEHMERT & BOEHMERT

ANWALTSSOZIENTÄT

Boehmert & Boehmert • Meinekestraße 26 • D-10719 Berlin

Deutsches Patent- und Markenamt
Zweibrückenstr. 12

80297 München

DR.-ING. KARL BOEHMERT, PA (1898-1972)
DIPLO.-ING. ALBERT BOEHMERT, PA (1903-1992)
WILHELM J. H. STAHLBERG, RA, Bremen
DR.-ING. WALTER HOORMANN, PA*, Bremen
DIPLO.-PHYS. DR. HEINZ GODDAR, PA*, München
DR.-ING. ROLAND LIESEGANG, PA*, München
WOLF-DIETER KUNTZE, RA, Bremen, Alicante
DIPLO.-PHYS. ROBERT MÜNZHUBER, PA (1913-1992)
DR. LUDWIG KOUKER, RA, Bremen
DR. (CHEM.) ANDREAS WINKLER, PA*, Bremen
MICHAELA RUTH-DIERIG, RA, München
DIPLO.-PHYS. DR. MARION TÖNHARDT, PA*, Düsseldorf
DR. ANDREAS EBERT-WEIDENFELDER, RA, Bremen
DIPLO.-ING. EVA LIESEGANG, PA*, München
DR. AXEL NORDEMANN, RA, Berlin
DIPLO.-PHYS. DR. DOROTHEE WEBER-BRULS, PA*, Frankfurt
DIPLO.-PHYS. DR. STEFAN SCHOHE, PA*, München
DR.-ING. MATTHIAS PHILIPP, PA*, Bielefeld
DR. MARTIN WIRTZ, RA, Düsseldorf
DR. DETMAR SCHÄFER, RA, Bremen
DR. JAN BERND NORDEMANN, LL.M., RA, Berlin
DR. CHRISTIAN CZYCHOWSKI, RA, Berlin
DR. CARL-RICHARD HAARMANN, RA, München
DIPLO.-PHYS. CHRISTIAN W. APPELT, PA*, München

PROF. DR. WILHELM NORDEMANN, RA, Bielefeld
DIPLO.-PHYS. EDUARD BAUMANN, PA*, Mülheim
DR.-ING. GERALD KLÖPSCH, PA*, Düsseldorf
DIPLO.-ING. HANS W. GROENING, PA*, München
DIPLO.-PHYS. SIEGFRIED SCHIRMER, PA*, Bielefeld
DIPLO.-ING. ANTON FREDRICH RIEDERER V. PAAR, PA*, Landshut
DIPLO.-ING. DR. JAN TÖNNIES, PA, RA, Eid
DIPLO.-PHYS. CHRISTIAN BIEHL, PA*, Kiel
DIPLO.-PHYS. DR.-ING. UWE MANASSE, PA*, Bremen
DIPLO.-PHYS. DR. THOMAS L. BITTNER, PA*, Berlin
DR. VOLKER SCHÜTZ, RA, Berlin (O-Gut), RA, München
DR. ANKE NORDEMANN-SCHIFFEL, RA*, Potsdam
KERSTIN MAUCH, LL.M., RA, Potsdam
DIPLO.-BIOL. DR. JAN B. KRAUSS, PA, München
JÜRGEN ALBRECHT, RA, München
DR. KLAUS TIM BRÖCKER, RA, Berlin
DR. ANDREAS DUSTMANN, LL.M., RA, Potsdam
DIPLO.-ING. NILS T. F. SCHMID, PA*, München
FLORIAN SCHWAB, LL.M., RA*, München
DIPLO.-BIOCHEM. DR. MARKUS ENGELHARD, PA, München
DIPLO.-CHEM. DR. KARL-HEINZ B. METTEN, PA*, Frankfurt
DIPLO.-ING. DR. STEFAN TARUTTI, PA, Düsseldorf
PASCAL DECKER, RA, Potsdam

In Zusammenarbeit mit/in cooperation with
DIPLO.-CHEM. DR. HANS ULRICH MAY, PA*, München

PA - Patentanwalt/Patent Attorney
RA - Rechtsanwalt/Attorney at Law
* - European Patent Attorney
+ - Brandenburg, zugelassen am OLG Brandenburg
o - Maître en Droit
• - Licencié en Droit
Alle zugelassen zur Vertretung vor dem Europäischen Markenamt, Alicante
Professional Representation at the Community Trademark Office, Alicante

Ihr Zeichen
Your ref.

Ihr Schreiben
Your letter of

Unser Zeichen
Our ref.

Berlin,

Neuanmeldung
(Patent)

K60053

14. Februar 2002

Katana Technologies GmbH
Albert-Einstein-Ring 7
14532 Kleinmachnow

5

Vorrichtung und Verfahren für refraktive Laserchirurgie

Ansprüche

1. Vorrichtung für refraktive Laserchirurgie an einem Zielobjekt (14) mit einer Laserstrahlungsquelle (3), die einen optischen Ausgang (7) für Laserstrahlung mit fs-Impulsen aufweist, einer anderen Laserstrahlungsquelle (4), die einen anderen optischen Ausgang (9) für UV-Laserstrahlung aufweist, und einer gemeinsamen Sanner-Einrichtung (13) zum

15

Scannen des Zielobjekts (14) mit der Laserstrahlung mit fs-Impulsen aus dem einen optischen Ausgang (7) und der UV-Laserstrahlung aus dem anderen optischen Ausgang (9).

- 5 2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß sich ein optischer Weg der Laserstrahlung mit fs-Impulsen von dem einen optischen Ausgang (7) zu der gemeinsamen Scanner-Einrichtung (13) und ein anderer optischer Weg der UV-Laserstrahlung von dem anderen optischen Ausgang (9) zu der gemeinsamen Scanner-Einrichtung (13) zumindest teilweise überlappen, so daß ein gemeinsamer optischer Teilweg (11) gebildet ist.
- 15 3. Vorrichtung nach Anspruch 2, gekennzeichnet durch ein optisches Bauelement (10) zum Einkoppeln der Laserstrahlung mit fs-Impulsen aus dem einen optischen Ausgang (7) und/oder der UV-Laserstrahlung aus dem anderen optischen Ausgang (9) in den gemeinsamen optischen Teilweg (11).
4. Vorrichtung nach Anspruch 2 oder 3, dadurch gekennzeichnet, daß Sicherheitsmittel (22) im Bereich des optischen Teilwegs (11) angeordnet sind, so daß mit Hilfe der Sicherheitsmittel (22) eine Beeinflussung der Laserstrahlung mit fs-Impulsen und der UV-Laserstrahlung ausführbar ist.
- 20 5. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Scanner-Einrichtung (13) ein optisches Umlenkmittel zum Umlenken sowohl der Laserstrahlung mit fs-Impulsen als auch der UV-Laserstrahlung aufweist.
- 25 6. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die eine Laserstrahlungsquelle (3) und die andere Laserstrahlungsquelle (4) in eine Laserstrahlungseinrichtung (1) mit einem optischen Ausgang (30) integriert sind, wobei durch den optischen Ausgang (30) der Laserstrahlungseinrichtung (1) die Laserstrahlung mit fs-Impulsen und die UV-Laserstrahlung ausgegeben werden.

7. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch eine gemeinsame, vorzugsweise diodengepumpte Pumpquelle (2) zum optischen Pumpen der einen Laserstrahlungsquelle (3) und der anderen Laserstrahlungsquelle (4).
- 5 8. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch einen kaskadierten Summenfrequenzmischer (6) zum Erzeugen der UV-Laserstrahlung.
9. Vorrichtung nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß der kaskadierten Summenfrequenzmischer (6) ein Frequenzvervierfacher ist, beispielsweise der Art $(\omega + \omega \rightarrow 2\omega : 2\omega + 2\omega \rightarrow 4\omega)$ oder $(\omega + \omega \rightarrow 2\omega; 2\omega + \omega \rightarrow 3\omega; 3\omega + \omega \rightarrow 4\omega)$.
10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß die andere Laserstrahlungsquelle (4) ein Excimer-Laser ist.
- 15 11. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß eine Verfolgeeinrichtung (16) zum Verfolgen einer Bewegung des Zielobjekts (14) vorgesehen ist, und daß die Verfolgeeinrichtung (16) mit der Scanner-Einrichtung (13) gekoppelt ist.
- 20 12. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die eine Laserstrahlungsquelle (3) ein Faserlaser-Verstärkersystem mit Impulsenergien im Bereich von etwa einigen μJ und Impulsfolgefrequenzen im Bereich bis zu 1 MHz ist.
- 25 13. Verwendung einer Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 12 zum Ausführen eines LASIK-Verfahrens an einem Auge („LASIK“ – Laser-in-situ-Keratomileusis).
14. Verfahren für refraktive Laserchirurgie an einem Zielobjekt (14), wobei mit einer Laserstrahlungsquelle (3) Laserstrahlung mit fs-Impulsen und einer anderen Laserstrahlungsquelle (4) UV-Laserstrahlung erzeugt werden, und wobei die Laserstrahlung mit fs-
- 30

Impulsen und die UV-Laserstrahlung über eine gemeinsame Scanner-Einrichtung (13) zum Scannen auf das Zielobjekt (14) geleitet werden.

- 5 15. Verfahren nach Anspruch 14, dadurch g e k e n n z e i c h n e t, daß sich die Laserstrahlung mit fs-Impulsen von einem optischen Ausgang (7) zu der gemeinsamen Scanner-Einrichtung (13) entlang eines optischen Wegs ausbreitet, daß sich die UV-Laserstrahlung von einem anderen optischen Ausgang (9) zu der gemeinsamen Scanner-Einrichtung (13) entlang eines anderen optischen Wegs ausbreitet, und daß sich die Laserstrahlung mit fs-Impulsen und die UV-Laserstrahlung hierbei zumindest teilweise entlang eines gemeinsamen optischen Teilwegs (11) ausbreiten, in dem sich der optische Weg und der andere optische Weg überlappen.
- 15 16. Verfahren nach Anspruch 14 oder 15, dadurch g e k e n n z e i c h n e t, daß die Laserstrahlung mit fs-Impulsen aus dem einen optischen Ausgang (7) und/oder die UV-Laserstrahlung aus dem anderen optischen Ausgang (9) mit Hilfe eines optischen Bauelements (10) in den gemeinsamen optischen Teilweg (4) eingekoppelt werden.
- 20 17. Verfahren nach einem der Ansprüche 14 oder 16, dadurch g e k e n n z e i c h n e t, daß die Laserstrahlung mit fs-Impulsen und die UV-Laserstrahlung mit Hilfe eines optischen Umlenkmittels der Scanner-Einrichtung (13) umgelenkt werden.
- 25 18. Verfahren nach einem der Ansprüche 14 oder 17, dadurch g e k e n n z e i c h n e t, daß die eine Laserstrahlungsquelle (3) und die andere Laserstrahlungsquelle (4) in eine Laserstrahlungseinrichtung (1) mit einem optischen Ausgang integriert sind, so daß die Laserstrahlung mit fs-Impulsen und die UV-Laserstrahlung durch den optischen Ausgang der Laserstrahlungseinrichtung (1) ausgegeben werden.
- 30 19. Verfahren nach einem der Ansprüche 14 oder 18, dadurch g e k e n n z e i c h n e t, daß die eine Laserstrahlungsquelle (3) und die andere Laserstrahlungsquelle (4) mit einer gemeinsamen Pumplichtquelle (18) optisch gepumpt werden.

20. Verfahren nach einem der Ansprüche 14 oder 19, dadurch gekennzeichnet, daß
mittels der Laserstrahlung mit fs-Impulsen eine Hornhautscheibe eines Auges geschnitten
und mittels der UV-Laserstrahlung eine Fehlsichtigkeitskorrektur des Auges ausgeführt
wird.

5

21. Verfahren nach einem der Ansprüche 14 oder 20, dadurch gekennzeichnet, daß
das Scannen des Zielobjekts (14) mit Hilfe der Scanner-Einrichtung (13) in Abhängigkeit
von Meßergebnissen einer an die Scanner-Einrichtung (13) gekoppelten Verfolgein-
richtung (16) zum Verfolgen einer Bewegung des Zielobjekts (14) ausgeführt wird.

Zusammenfassung

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung und ein Verfahren für refraktive Laserchirurgie an einem Zielobjekt. Mit Hilfe einer Laserstrahlungsquelle wird Laserstrahlung mit fs-Impulsen erzeugt. Eine andere Laserstrahlungsquelle erzeugt UV-Laserstrahlung. Eine gemeinsame
5 Scanner-Einrichtung nutzt die Laserstrahlung mit fs-Impulsen und die UV-Laserstrahlung zum Scannen des Zielobjekts.

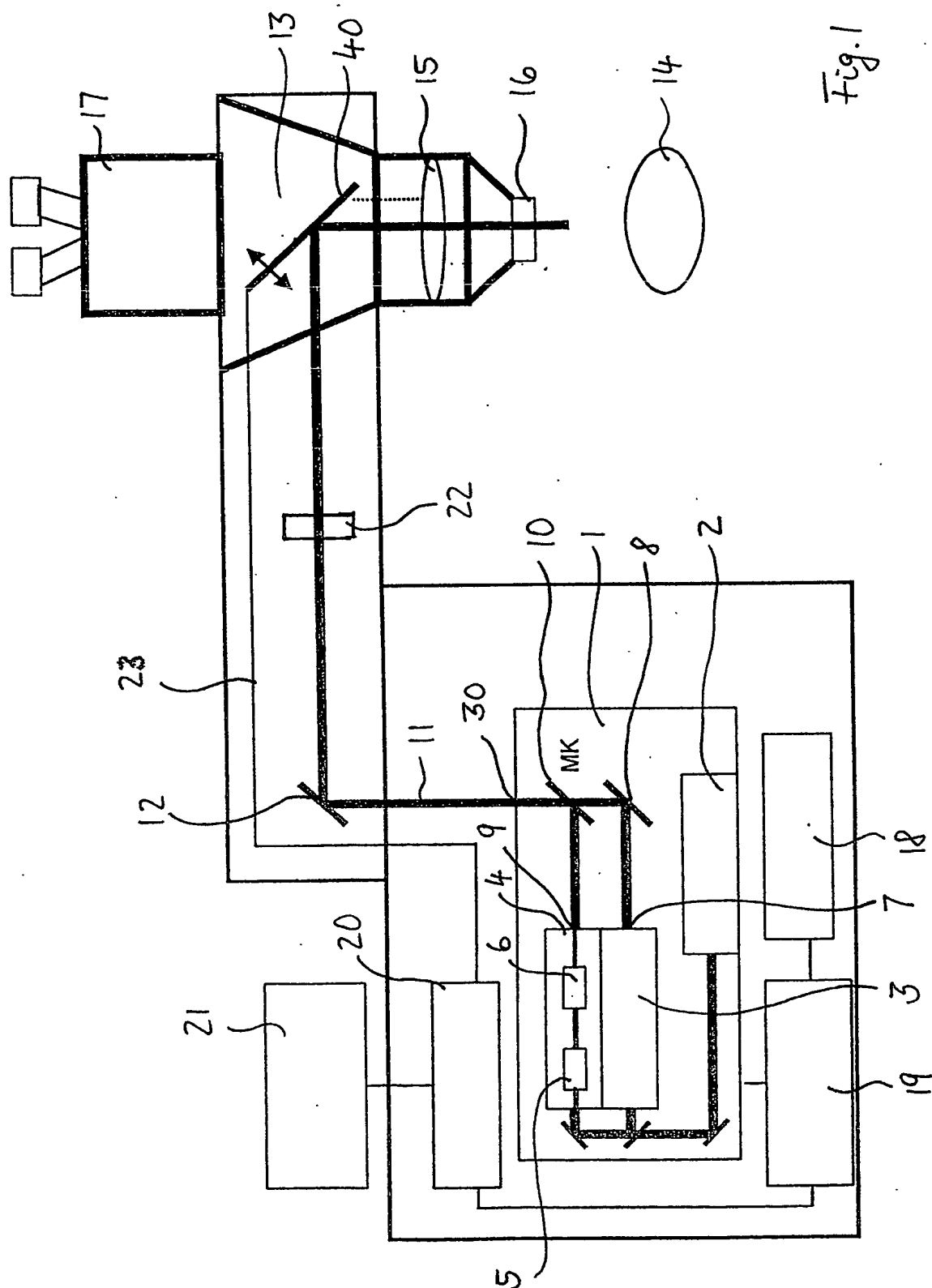


Fig. 1